

POWERED BY **Dialog**

---

**WATER REMOVING QUANTITY-MONITORING MECHANISM IN DIALYZER (11-226119**

**Publication Number:** JP 11226119 A) , August 24, 1999

**Inventors:**

UEDA MITSUTAKA  
DARUMA TOYOHIRO  
MATSUMOTO HIROSHI  
ASANO FUMITAKA

**Applicants**

NISSHO CORP  
GRAM KK

**Application Number:** 10-035142 (JP 9835142) , February 17, 1998

**International Class:**

A61M-001/14

**Abstract:**

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To continuously monitor a hematocrit value of blood returned to a patient by measuring an absorbance characteristic of a specific wavelength through a generally using blood circuit.  
**SOLUTION:** A removing water quantity monitoring mechanism contains a light source 4 to irradiate the near infrared light in the vicinity of a wavelength of 760 to 800 nm to a blood circuit 14 on the outlet side of a dialyzer 12, an absorbance meter 5 to measure a quantity of the light passing through the blood circuit 14, a signal processor to calculate a hematocrit value from absorbance measured by this absorbance meter 5 and a warning generating device 33 to give a warning when the calculated hematocrit value exceeds a range decided by a patient when a removing water quantity changes in the middle of a dialysis.

**COPYRIGHT:** (C)1999,JPO

JAPIO

© 2003 Japan Patent Information Organization. All rights reserved.

Dialog® File Number 347 Accession Number 6284528

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-226119

(43) 公開日 平成11年(1999) 8月24日

(51) Int.Cl.<sup>6</sup>

A 6 1 M 1/14

識別記号

5 5 7

F I

A 6 1 M 1/14

5 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 4 頁)

(21) 出願番号

特願平10-35142

(22) 出願日

平成10年(1998) 2月17日

(71) 出願人 000135036

株式会社ニッショー

大阪府大阪市北区本庄西 3 丁目 9 番 3 号

(71) 出願人 594117098

グラム株式会社

静岡県三島市徳倉 2-10-10

(72) 発明者 上田 満隆

大阪市北区豊崎 3 丁目 3 番 13 号 株式会社  
ニプロ内

(72) 発明者 達摩 豊弘

大阪市北区豊崎 3 丁目 3 番 13 号 株式会社  
ニプロ内

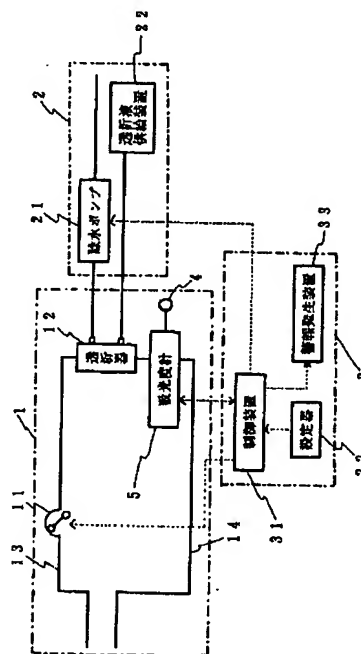
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 透析装置の除水量監視機構

(57) 【要約】

【課題】 一般に使用している血液回路を介して特定波長の吸光特性を計測することにより、患者に戻される血液のヘマトクリット値を連続的に監視するようにした除水量監視機構を提供する。

【解決手段】 除水量監視機構は、透析器 1 2 の出口側の血液回路 1 4 に波長 760~800nm 付近の近赤外光を照射する光源 4 と、血液回路 1 4 を透過した光の量を測定する吸光度計 5 と、この吸光度計 5 で測定された吸光度からヘマトクリット値を算出する信号処理装置 5 4、および透析の途中で除水量が変化したときに算出されたヘマトクリット値が患者によって決められた範囲を越えた場合に警報を発する警報発生装置 3 3 を含んでなる。



#### 【特許請求の範囲】

【請求項1】 透析器の出口側の血液の循環する血液回路に波長760～800nmの近赤外光を照射する光源と、前記血液回路を透過した光の量を測定する検出手段と、該検出手段で測定された光の量からヘマトクリット値を算出するヘマトクリット値算出手段、および透析の途中で除水量が変化したときに該除水量の変化により変動するヘマトクリット値が患者によって決められた範囲を越えた場合に警報を発する警報発生手段を含んでなる透析装置の除水量監視機構。

【請求項2】 光源がレーザダイオードである請求項1に記載の除水量監視機構。

【請求項3】 食事時の警報発生を解除するようにした請求項1または2に記載の除水量監視機構。

【請求項4】 警報を発生すると同時に自動的に除水量を制御するようにしてなる請求項1～3のいずれかに記載の除水量監視機構。

#### 【発明の詳細な説明】

##### 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は透析装置の除水量監視機構に関する。より詳しくは、本発明は、透析器の出口の血液回路に近赤外光を照射し、その透過量の変化を計測して透析装置の監視を行う除水量監視機構に関する。

##### 【0002】

【従来の技術】透析装置の各種機能の中で最も重要な機能は除水制御機能である。しかしながら、現在、透析装置には除水監視機構が装備されておらず、近年活発な研究がなされている血液透析濾過療法（HDF）などの大量除水療法では、患者に致命的なトラブルが発生する可能性があり、独立した除水監視機構の開発が望まれている。

【0003】透析治療など血液浄化において、治療中の血圧低下を予防し、患者の体内循環血液量を適正值に維持しながら効率の良い除水を安定して行うことができるようにするために、血液浄化治療中にヘマトクリット値の変化を連続的に測定して、検出されたヘマトクリット値に応じて除水量を制御するようにした装置が提案されている（特公平4-22586号公報、特公平6-13047号公報など）。前者は、血液循環系の血液電気抵抗率を測定し、この電気抵抗率からヘマトクリット値を求めるものであり、後者は血液循環系のチューブに波長500～600nmの光を照射して、透過した光の強度を測定し、この光の強度からヘマトクリット値を求めるものであるが、未だ実用化に到っていない。また、近年、発光ダイオードから4波長の近赤外線を照射し、その光線が血液を透過する際、吸収と散乱の影響を受けてフォトリランジスタに受光され、受光された各波長の強弱から光の吸収散乱率をコンピュータで解析し、ヘマトクリット値等のパラメータを算出するようにしたヘマト

クリットモニタ装置が採用されている。

##### 【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上記のヘマトクリットモニタ装置は、複数波長間の微妙な差異を計測するため検出部分に特殊なチャンパーが必要であり、装置としても高価なものとなっている。また、透析装置における従来の安全装置は、機械的な動作状況をモニターしているにすぎず、患者に戻される血液のヘマトクリット値を連続的に確認する方法は従来無かった。本発明は、如上の事情に鑑みてなされたもので、一般に使用している血液回路を介して特定波長の吸光特性を計測することにより、患者に戻される血液のヘマトクリット値を連続的に監視するようにした除水量監視機構を提供することを目的とする。

##### 【0005】

【課題を解決するための手段】本発明者等は、透析中の患者の血液のヘマトクリット値の変化と血液回路を透過する光の吸光特性を検討した結果、透析器通過後の血液では、分子量の小さい物質が除去され分子量の大きい物質と血球成分のみが残された状態になり、特定の波長の近赤外光とヘマトクリット値との相関が非常によくすることに着目し、本発明を完成した。すなわち、本発明は、透析器の出口側の血液の循環する血液回路に波長760～800nmの近赤外光を照射する光源と、前記血液回路を透過した光の量を測定する検出手段と、該検出手段で測定された光の量からヘマトクリット値を算出するヘマトクリット値算出手段、および透析の途中で除水量が変化したときに該除水量の変化により変動するヘマトクリット値が患者によって決められた範囲を越えた場合に警報を発する警報発生手段を含んでなる透析装置の除水量監視機構に関する。ここで、光源はレーザダイオードが好適であり、また、食事中には警報発生を解除するようにするのが好ましい。また、警報を発生すると同時に自動的に除水量を制御するようにしてもよい。

##### 【0006】

【発明の実施の形態】次に本発明の実施例について図面に基いて説明する。図1は本発明に係る除水量監視機構の一実施例を示すブロック図であり、図2は図1に示す吸光度計によるヘマトクリット算出機構を示すブロック図である。図1に示すように、本発明の除水量監視機構は、透析器12の出口側の血液回路14に波長760～800nmの近赤外光を照射する光源4と、血液回路14を透過した光の量を測定する吸光度計（検出手段）5と、この吸光度計5で測定された吸光度からヘマトクリット値を算出する信号処理装置54、および透析の途中で除水量が変化したときに算出されたヘマトクリット値が患者によって決められた範囲を越えた場合に警報を発する警報発生装置33を含んでなる。

【0007】透析装置は患者の体内から血液を体外に導出して循環させる血液循環系1と、この血液循環系1に

透析液を供給する透析液系2、および血液循環系1の除水量を制御する制御系3からなっている。血液循環系1は透析器12の入口側の血液回路13と、この血液回路13に介在された血液ポンプ11、透析器12、透析器12の出口側の血液回路14、この血液回路14に介在された光源4および吸光度計5を含んでなる。血液ポンプ11により患者の体内から導出された血液は、血液回路13を通して透析器12に供給され、ここで透析・除水されて血液回路14を通して患者の体内に返水される。この時、光源4から波長760～800nm付近の近赤外光を発光すると、発光された光は試料である血液の循環する血液回路14を透過して検出器51に入る。この時、透過光の強さ $I_t$ と入射光の強さ $I_0$ の間には、チューブの幅（光路長）を一定とすると、ランバート・ベールの法則により、 $I_t = I_0 \times 10^{-A}$ の関係が成立する（ここでAは吸光度であり、試料濃度に比例する）。従って、ヘマトクリット値既知の基準試料の吸光度を測定し、測定系の吸光特性が分かっているれば、血液回路14を流れる血液のヘマトクリット値を知ることができる。

【0008】検出器51で検出された透過光は増幅器52で増幅され、信号処理装置53で処理され、ヘマトクリット値が算出される。このヘマトクリット値は表示装置54で表示されるとともに、制御系3の制御装置31に送られる。制御系3は制御装置31と設定器32および警報発生装置33を含んでなる。制御装置31には装置で計測した前回の値または予め設定器32により入力

$$Ht(\%) = -\log\left(\frac{Ad + 1700}{5500}\right) \times 100$$

【0010】次に除水前のヘマトクリット値 $Ht_0$ とヘマトクリット値 $Ht$ から除水後のヘマトクリット値を血液流量と除水量により求める式を数2に示す。尚、式中の定数は牛血による実験により

$$Htu(\%) = Hto + \frac{4167 \times UF}{Hto \times Bp}$$

$Htu$ ：除水後のヘマトクリット値、 $Hto$ ：除水前のヘマトクリット値  
 $Bp$ ：血液ポンプ流量（ml/分）、 $UF$ ：除水量（L/時）

数2から、除水後のヘマトクリット値から除水前のヘマトクリット値を求める式が得られる（数3）。

【数3】

数3で算出されたヘマトクリット値と設定器32で設定された設定値を常時比較することにより、患者に戻される血液のヘマトクリット値の範囲を正常な範囲に監視することができる。

【0011】

【発明の効果】以上説明してきたことから明らかなように、本発明の除水量監視機構を採用することにより、患

された患者のヘマトクリット値が蓄積されており、患者毎にヘマトクリット値の範囲が設定されるようになってい。そして信号処理装置53で算出されたヘマトクリット値が設定されたヘマトクリット値の範囲を逸脱した場合、制御装置31から警報発生装置33に警報発生信号が送られる。この時、同時に透析液系2に除水量を変更したり透析液をバイパスするよう信号を送ってもよい。また、食事中にはヘマトクリット値が上昇する傾向があるので、食事中の警報発生を解除するようにするのが好ましい。光源4はヘマトクリット値との高い相関を示すデータを得ることができることから図2に示すようなレーザダイオード41が好ましい。この時、レーザダイオード41にコリメータレンズ42を組み合わせて用いると、単波長の並行光線を簡単に得ることができる。尚、透析液系2は除水ポンプ21と透析液供給装置22を含んでなる。

【0009】次に、信号処理装置53によるヘマトクリット値の算出について説明する。前述したように、ランバート・ベールの式を用いて、吸光度からヘマトクリット値を求めることができるが、吸光度計5では透析器12で除水された血液の吸光度を測定しているわけであるから、これを患者の体内における血液のヘマトクリット値に換算するため、透析器12に流れている血液流量と除水量により補正する必要がある。実際に吸光度計5により測定された吸光度からランバート・ベールの式を用いて得られた換算式を数1に示す。

【数1】

【数2】

者に戻される血液を血液回路を介して連続的に監視することができるので、患者への急激な水分の補給や除水などによる患者の容体の急変によるトラブルを容易かつ確実に防止することができる。また、吸光度から日常使用しているヘマトクリット値に換算して表示、設定を行うことができるので、判断ミスを誘発することがなく、安全である。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る除水量監視機構の一実施例を示すブロック図である。

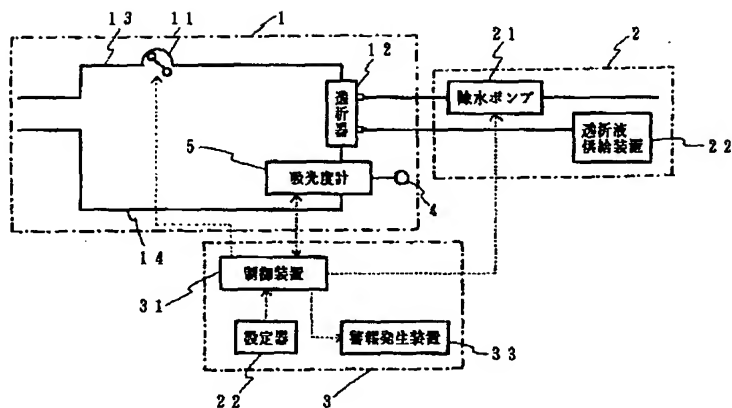
【図2】図1に示す吸光度計によるヘマトクリット算出機構を示すブロック図である。

【符号の説明】

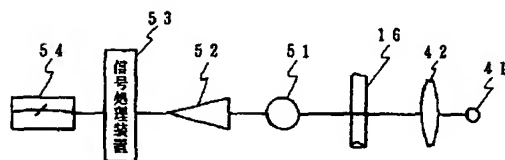
- 1 血液循環系
- 11 血液ポンプ
- 12 透析器
- 13、14 血液回路
- 2 透析液系
- 21 除水ポンプ
- 22 透析液供給装置
- 3 制御系
- 31 制御装置

- 32 設定器
- 33 警報発生装置
- 4 光源
- 41 レーザダイオード
- 42 コリメーターレンズ
- 5 吸光度計（検出手段）
- 51 検出器
- 52 増幅器
- 53 信号処理装置
- 54 表示装置

【図1】



【図2】



フロントページの続き

(72)発明者 松本 洋  
大阪市北区豊崎3丁目3番13号 株式会社  
ニプロ内

(72)発明者 浅野 文隆  
埼玉県浦和市原山2-33-8 浦和パーク  
ハイツ 8-503